

REGENERACIÓN ÓSEA MEDIANTE

ESTÍMULOS MECÁNICOS

Trabajo Fin De Grado – Grado en Fisioterapia



Autor: Daniel Cocera Castillo

Tutor: Carlos Thomas García

Centro: Escuela Universitaria Gimbernata-Cantabria

Fecha de entrega: 18 de Septiembre de 2013

Regeneración ósea mediante estímulos mecánicos

Palabras clave: Hueso, estímulo mecánico, regeneración

RESUMEN

Recientes investigaciones sugieren que la estimulación mecánica del tejido óseo puede provocar la regeneración y el refuerzo del mismo. A partir de esta hipótesis, se han analizado las distintas posibilidades de tratamiento o entrenamiento del hueso mediante técnicas manuales. Entre los resultados más destacables se encuentran como las cargas mecánicas son las responsables de una mejor salud del hueso, siendo capaces de ayudar en la regeneración de fracturas y aumentar la densidad en los huesos sanos, como método preventivo.

Índice

1	INTRODUCCIÓN	5
2	ANTECEDENTES	6
2.1.	ANATOMÍA ÓSEA	6
2.2.	COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL HUESO	8
2.2.1.	<i>Tracción</i>	11
2.2.2.	<i>Compresión</i>	12
2.2.3.	<i>Flexión</i>	14
2.2.4.	<i>Cizalla</i>	15
2.2.5.	<i>Torsión</i>	16
2.2.6.	<i>Carga combinada</i>	17
2.3.	COMPORTAMIENTO A FATIGA	18
2.4.	INFLUENCIA DE LA ACTIVIDAD MUSCULAR SOBRE LA DISTRIBUCIÓN DE LA SOLICITACIÓN EN EL HUESO	19
2.5.	LESIONES ÓSEAS	20
3	ESTIMULACIÓN DE LA REGENERACIÓN ÓSEA	22
3.1.	ETAPAS DE LA REMODELACIÓN ÓSEA	23
3.1.1.	<i>Fase de reposo</i>	23
3.1.2.	<i>Fase de activación</i>	24
3.1.3.	<i>Fase de resorción</i>	24
3.1.4.	<i>Fase de formación</i>	24
3.1.5.	<i>Fase de mineralización</i>	24
3.2.	ESTIMULACIÓN MECÁNICA	24
4	ESTUDIO EXPERIMENTAL DEL COMPORTAMIENTO ÓSEO	25
5	PROPUESTAS DE TRATAMIENTO	28
6	CONCLUSIONES	32

BIBLIOGRAFÍA.....33

1 Introducción

Los huesos son los órganos rígidos del aparato locomotor que cumplen las funciones de movimiento, protección y soporte. Están compuestos por tejido orgánico que se renueva constantemente, destruyéndose y formándose tejido óseo, gracias a la existencia de las células encargadas de realizar estas funciones: los osteoclastos, células destructoras de hueso; osteoblastos, células formadoras de hueso; y los osteocitos, células maduras del tejido óseo.

El objetivo de la presente revisión es analizar la supuesta relación existente entre la aplicación de diferentes tipos de cargas mecánicas sobre el hueso y el efecto de éstas en la regeneración del tejido óseo sano, con algún tipo de lesión y hueso osteoporótico. Al mismo tiempo se realizó un ensayo experimental, para saber con exactitud la deformación que sufre el hueso con una determinada fuerza, para proponer diferentes métodos de tratamiento que no provoquen ningún tipo de lesión en el hueso a tratar.

Recientes estudios han constatado que la aplicación de cargas mecánicas en huesos, con pérdida de continuidad en su estructura, provoca un aumento de la recuperación de estos, en lo que a su regeneración se refiere. Además, se ha encontrado que la inmovilización articular, en ausencia de cargas articulares, provoca una disminución de la masa ósea, por lo que para tener un hueso sano, es necesario llevar a cabo cierta actividad. En inmovilizaciones por una fractura, además de perder masa muscular, se pierde masa ósea.

Cuando se produce una lesión muscular, existen multitud de técnicas de tratamiento a seguir. Sin embargo, son menos conocidas técnicas terapéuticas manuales para el entrenamiento de los huesos. Los huesos son un tipo de tejido orgánico, al igual que

los músculos y, según recientes investigaciones, se ha encontrado que una deformación suficientemente pequeña, provocada por una fuerza externa, es capaz de provocar regeneración ósea. Puede que la función de los huesos haga más complicado su tratamiento, no obstante esta revisión ahonda en la posibilidad de que con diferentes tratamientos mecánicos, es posible provocar cambios en la estructura, tanto interna como externa de los huesos. Por otro lado, la actividad muscular provoca igualmente cargas y tensiones en los huesos en los que toman inserción ayudando a su regeneración o mejora de su estado de salud.

A partir de estos estudios, en este trabajo se se proponen las bases para el desarrollo de diferentes métodos de tratamiento de patologías como las fisuras o las fracturas, con el objetivo de reducir los tiempos de recuperación de forma similar a como sucede con las lesiones musculares.

2 Antecedentes

2.1. Anatomía ósea

Los huesos son los órganos rígidos del aparato locomotor y cumplen las funciones de movimiento, protección y soporte. Además, desde el punto de vista metabólico, constituyen depósitos de calcio, que puede ser movilizado a la sangre cuando es requerido por el organismo.

Los huesos pueden clasificarse según su configuración externa en largos, cortos y planos; y están formados por tejido óseo, variedad de tejido conectivo especializado en el soporte de cargas, por lo que contiene elementos celulares y gran cantidad de material extracelular (matriz ósea). El tejido óseo está en constante renovación, produciéndose y destruyéndose a lo largo de nuestra vida. La intensidad de estos

procesos está regulada por diferentes factores, incluidos hormonales y factores mecánicos a los que está sometido el hueso.

Los huesos están formados por tres grupos celulares: los osteocitos, que son las células maduras del tejido óseo, los osteoblastos, que constituyen las células formadoras de la matriz ósea, y que cuando terminan su maduración pasan a ser osteocitos, y los osteoclastos, que son células encargadas de destruir el hueso ya formado. El balance entre los osteoblastos y los osteoclastos es responsable de que predomine la producción o la destrucción de hueso en una zona concreta y en un momento dado (García, Juan A. 2005).

La matriz ósea (extracelular) es muy abundante y presenta depósitos de calcio que confieren las propiedades físicas específicas al hueso: rigidez, dureza y resistencia a tracciones y compresiones.

El tejido óseo se organiza en láminas formadas por una matriz ósea en el que las fibras colágenas siguen una orientación precisa para adaptarse mejor a las cargas y tracciones a las que es sometido el hueso. En el espesor de la lámina están los osteocitos, rodeados de matriz salvo en finos canales por medio de los cuales establecen contacto con otros osteocitos. Los osteoblastos se disponen en la vecindad de los vasos y producen matriz ósea hasta que son rodeados totalmente por ésta, diferenciándose entonces en osteocitos. Los osteoclastos alcanzan las láminas óseas desde la sangre cuando son activados, y las destruyen. Podemos encontrar tejido óseo compacto y tejido óseo esponjoso, diferentes por su aspecto macroscópico y por la forma de ordenarse sus láminas óseas en su espesor.

Los huesos están cubiertos externamente por una finísima capa de tejido conjuntivo muy vascularizado denominada periostio, recorrido por una extensa red de capilares y

terminaciones nerviosas, que penetrando hacia el interior por los orificios nutricios, nutren e inervan al tejido óseo (García, Juan A. 2005).

El periostio es el responsable del crecimiento en grosor de los huesos y consta de dos capas:

- Capa externa: fibrosa, con fibras colágenas en disposición longitudinal, aunque de orientación irregular. Por su parte más profunda circulan numerosos vasos que penetran en los conductos de Volkman (Volkman, J., 1923) y se comunican con los conductos de Havers (Proubasta, I. et al., 2000).
- Capa interna: osteogénica, con predominio de células sobre las fibras. En la parte más superficial abundan los fibroblastos, con potencialidad para transformarse en osteoblastos mientras que en la parte media abundan los pro-osteoclastos y en la parte más profunda los osteoblastos, dispuestos según una capa mononucleada.

El endostio es una fina capa de naturaleza conjuntiva rica en células mesenquimatosas con potencialidad osteogénica y hematopoyética semejante al periostio y que tapiza internamente el canal medular de las diáfisis como las cavidades del tejido óseo esponjoso de la epífisis en las que se aloja la médula ósea roja (Angulo, M.T., 2010)

2.2. Comportamiento biomecánico del hueso

La reacción del hueso a los esfuerzos depende de sus características geométricas, el tipo de carga aplicada, la dirección de la carga, la tasa de carga y la frecuencia de carga. Las fuerzas y momentos estáticos se pueden aplicar de varias formas, produciendo tensión, compresión, flexión, cizalla, torsión y/o carga combinada. A

continuación, se describen los modos enumerados en los que la carga produce un efecto deformante (Frankel, V. H., 2004).

El comportamiento mecánico bajo las cargas estáticas, antes mencionadas, queda perfectamente definido por el módulo elástico, el límite elástico y la resistencia del material. Ahora bien, cuando la aplicación de la carga se realiza de forma repetitiva, fatiga, el comportamiento del mismo material ha de analizarse desde distintos puntos de vista. En primer lugar, se define el límite a fatiga como el valor máximo de tensión por debajo del cual pueden aplicarse al material un número infinito de ciclos. No obstante, superado el límite a fatiga, el número de ciclos de carga y descarga que el material es capaz de resistir es limitado y disminuye con el aumento de la tasa de los niveles tensionales que se apliquen (Dengel D, 1980).

La Fig. 1 presenta una curva de Wöhler adaptada al comportamiento mecánico de un hueso. Este tipo de representación permite identificar la relación entre la fuerza aplicada a un hueso y el número de veces que esa fuerza puede ser aplicada. El límite a fatiga se define como la fuerza por debajo de la cual pueden aplicarse un número infinito de ciclos de carga y descarga. Para fuerzas por encima de este valor, el número de repeticiones que pueden aplicarse se ve reducido por riesgo de lesión del hueso. La región segura es la zona en la que podemos realizar un número infinito de repeticiones, siempre teniendo un margen de fuerza, por encima del cual el número de repeticiones irá disminuyendo. La región semisegura es aquella en la que se encuentra que para una fuerza determinada hay un número finito de repeticiones de carga-descarga a la que puede ser sometido el hueso. Esto queda representado en la figura con una curva decreciente. A medida que recorremos la curva de Wöhler hacia la derecha, disminuyendo la fuerza aplicada, el número de ciclos que es posible aplicar sin causar daño se ve incrementado hasta alcanzar un comportamiento asintótico que

coincide con el valor del límite a fatiga, por debajo del cual el número de ciclos que es posible aplicar es siempre infinito. Sin embargo, el punto más alto de la curva, mínimo número de ciclos, representa la fuerza máxima que podemos aplicar a un hueso en un solo ciclo: resistencia del hueso.

El punto correspondiente a una fuerza sobre la curva de Wöhler es de riesgo de lesión del hueso y para éste valor es posible realizar un número finito de repeticiones que si fuese alcanzado se producirá un daño en el hueso. Este punto varía en función de la fuerza que se aplique, por eso la curva tiene estas características. Si en el trabajo con el hueso superamos este valor, provocaremos una lesión en el hueso.

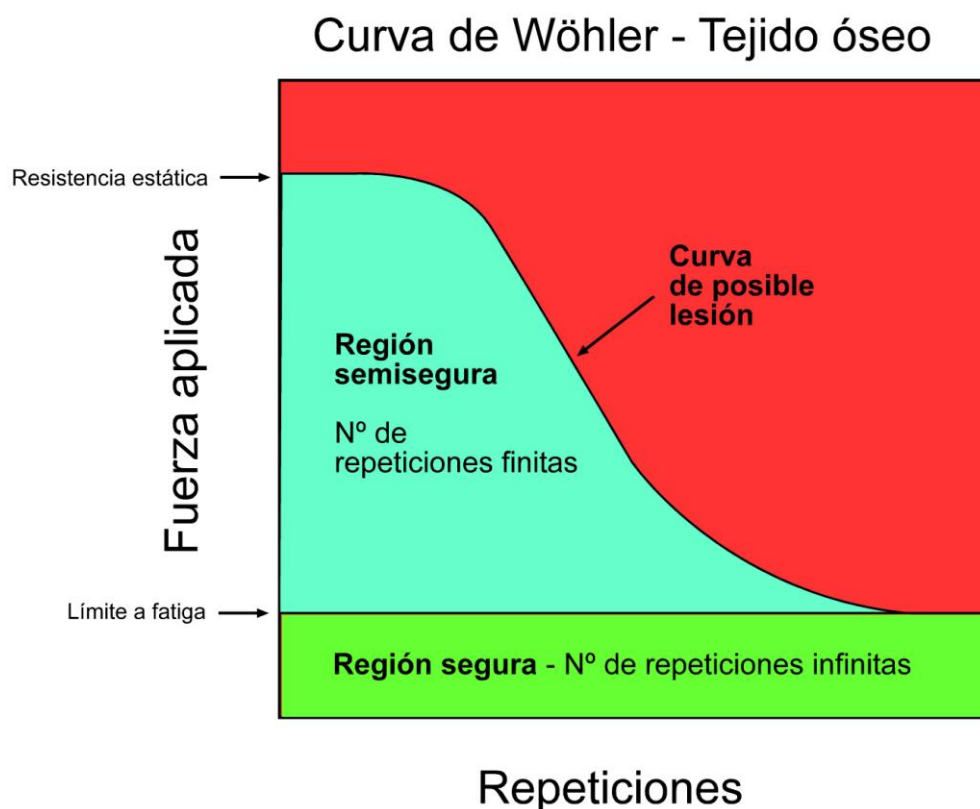


Fig. 1. Curva de Wöhler de comportamiento a fatiga.

Un dato muy interesante, que se observa en todos los materiales, no solo con el hueso, es que al trabajar muy cerca de la curva, podemos ir provocando pequeñas

lesiones en el hueso o micro traumatismos que aún trabajando en la región semisegura pueden provocar daños.

Los valores de fuerza y número de repeticiones concretos que un hueso es capaz de resistir dependen principalmente del tipo de esfuerzo al que se ve sometido. Los principales esquemas en los que un hueso puede recibir la fuerza son: tracción; compresión; flexión; cizalla; torsión y cargas combinadas.

2.2.1. Tracción

Durante una tracción, Fig. 2, cargas iguales y opuestas se aplican hacia fuera, produciendo separación de las láminas de la estructura. La máxima sollicitación en tracción se produce en un plano perpendicular a la carga aplicada, que corresponde con la superficie resistente del elemento estructural. Bajo carga de tracción la estructura se alarga y se estrecha.

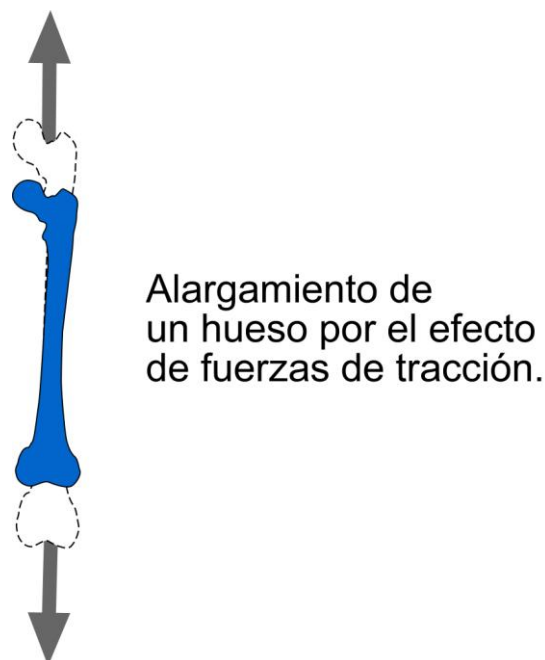


Fig. 2. Comportamiento del hueso bajo carga en tracción.

Clínicamente, las fracturas producidas por una carga en tracción suelen tener lugar en huesos con una gran proporción de hueso esponjoso. Ejemplos pueden ser las fracturas de la base del quinto metatarsiano adyacentes a la inserción del tendón del músculo peroneo lateral (Victor H. Frankel, Margareta Nordin, 2004).

En la Fig. 3 se han superpuesto las curvas típicas de esfuerzo-deformación hasta rotura de muestras de fémur y cuerpos vertebrales bovinos donde se observa claramente una diferencia muy marcada en el comportamiento. (Martínez, D., 2006)

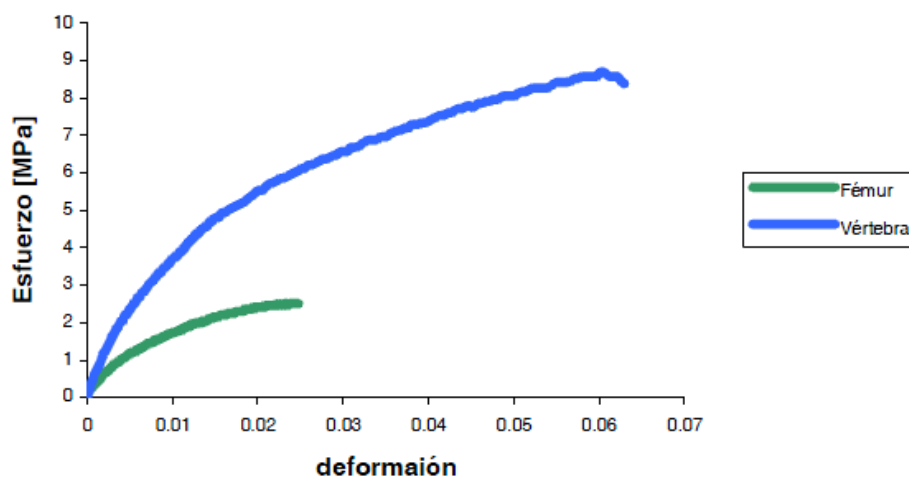


Fig. 3. Curva esfuerzo-deformación para una muestra de hueso esponjoso de fémur y de cuerpo vertebral donde la carga a tracción se aplica hasta la falla. Obsérvese que la resistencia máxima de la muestra vertebral es mucho mayor que la resistencia de la muestra femoral.

(Martínez, D., 2006)

2.2.2. Compresión

Durante la carga compresiva, Fig. 4, se aplican cargas iguales y opuestas hacia la superficie de la estructura provocando el acercamiento de las distintas láminas del material. La sollicitación compresiva se puede definir como muchas pequeñas fuerzas dirigidas hacia la superficie de la estructura. La sollicitación compresiva máxima se

produce en un plano perpendicular a la carga aplicada, la estructura se acorta y se ensancha.

En la Fig. 5 se presenta un diagrama de tensión-deformación de un ensayo estático realizado sobre un hueso de femur humano (Augat, P., 1998). Este tipo de ensayos permiten calcular la rigidez a compresión pudiéndose observar toda la curva de carga hasta la rotura. Por otro lado, un ensayo de determinación del módulo elástico exige cargar en compresión hasta un 0,4% de deformación.

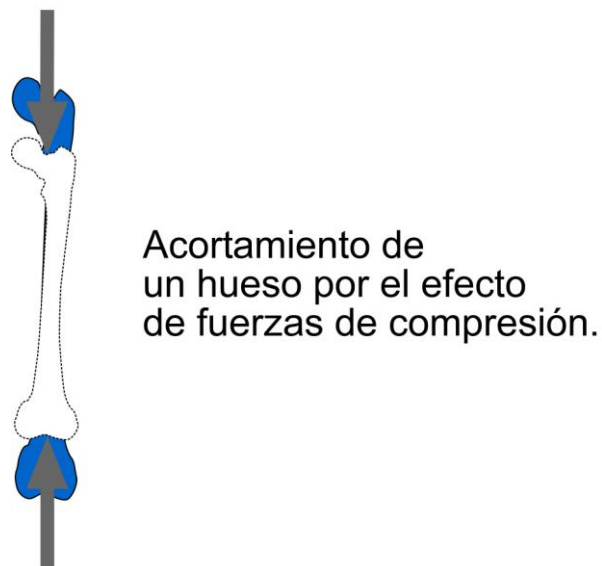


Fig. 4. Comportamiento del hueso bajo carga en compresión.

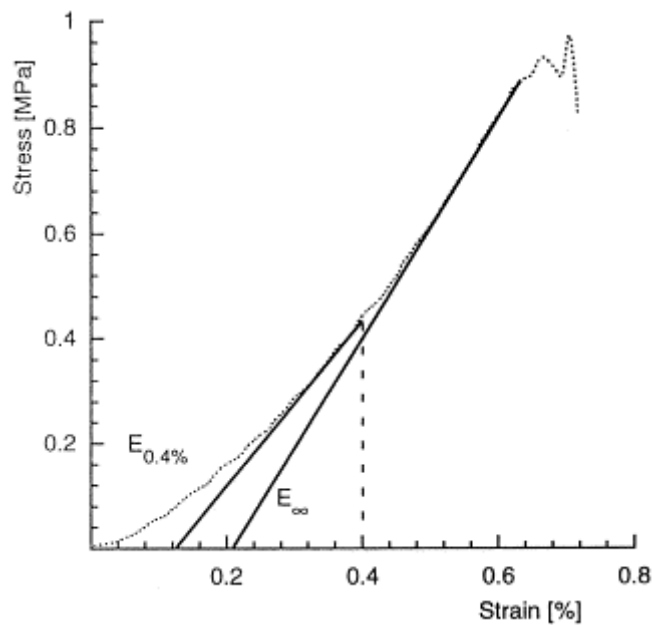


Fig. 5. Curva de esfuerzo-deformación de un ensayo de compresión hasta rotura. Módulo elástico a una deformación de 0,4% ($E_{0.4\%}$) y el módulo elástico de compresión en la región de más pendiente de la curva de tensión-deformación (E_{∞}). (Augat, P., 1998)

2.2.3. Flexión

Cuando una estructura se flexiona, Fig. 6, las cargas que se aplican generan una flexión alrededor de un eje. Cuando un hueso se carga en flexión, se somete a una combinación de tensión y compresión. Las sollicitaciones y deformaciones en tracción actúan sobre un lado del eje neutral, y las sollicitaciones y deformaciones compresivas actúan sobre el otro lado. Debido a que la estructura ósea es asimétrica, las sollicitaciones pueden no estar igualmente distribuidas.

La flexión puede estar producida por tres fuerzas (flexión de tres puntos) o cuatro fuerzas (flexión de cuatro puntos). Las fracturas producidas por ambos tipos se observan comúnmente en la clínica particularmente en los huesos largos.

La flexión de tres puntos tiene lugar cuando las tres fuerzas que actúan sobre una estructura producen dos momentos iguales, cada uno siendo el producto de una de las dos fuerzas periféricas y su distancia perpendicular al eje de rotación.

La flexión de cuatro puntos se produce cuando dos pares de fuerzas actúan sobre una estructura provocando dos momentos iguales. Debido a que la magnitud del momento de flexión es la misma a lo largo del área entre los dos pares de fuerzas, la estructura se rompe en su punto más débil.

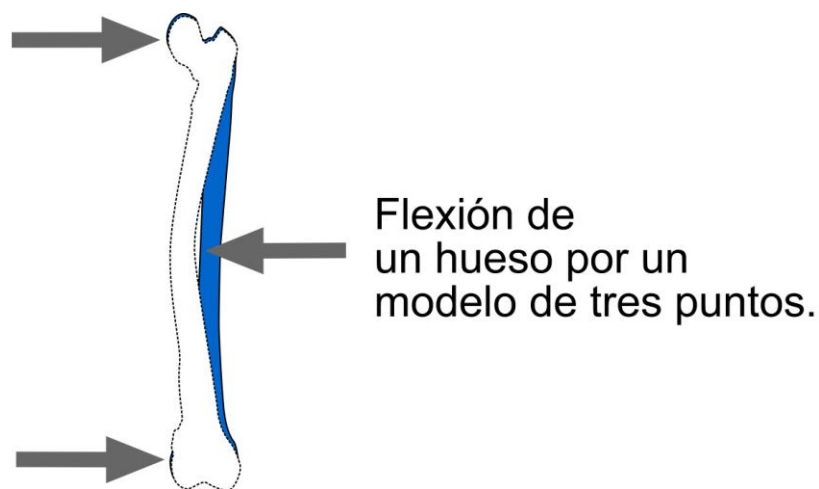


Fig. 6. Comportamiento del hueso bajo carga en flexión.

2.2.4. Cizalla

Durante la carga de cizalla, Fig. 7, se aplica una carga paralela a la superficie de la estructura, y la sollicitación y deformación en cizalla se producen dentro de la estructura. La sollicitación en cizalla se puede definir como muchas pequeñas fuerzas actuando sobre la superficie de la estructura en un plano paralelo a la fuerza aplicada.

Siempre que una estructura se somete a una carga de tracción o compresiva, se produce una sollicitación en cizalla. Clínicamente, las fracturas en cizalla se ven más a menudo en el hueso esponjoso.

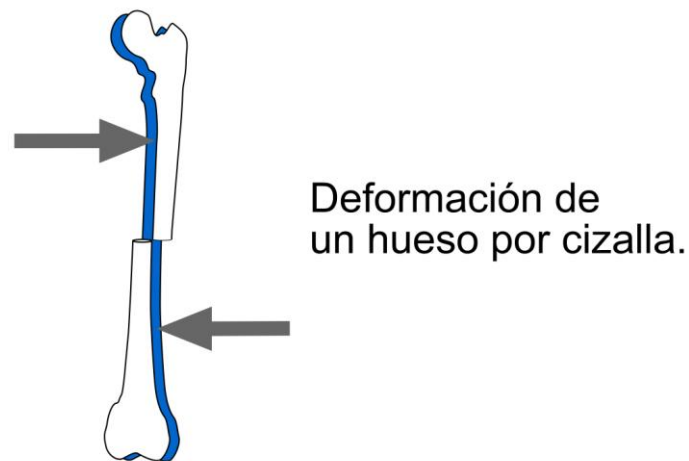


Fig. 7. Comportamiento del hueso bajo carga en cizalla.

2.2.5. Torsión

En la torsión, Fig. 8, se aplica una carga a una estructura de tal forma que le causa un giro sobre un eje, y se produce un momento dentro de la estructura. Cuando una estructura se carga en torsión, las solicitaciones en cizalla se distribuyen por toda la estructura.

El patrón de fractura para un hueso cargado en torsión sugiere que el hueso se colapsa primero en cizalla, con la formación de una grieta inicial paralela al eje neutral del hueso. Una segunda grieta normalmente se forma a lo largo del plano de sollicitación máxima en tracción.

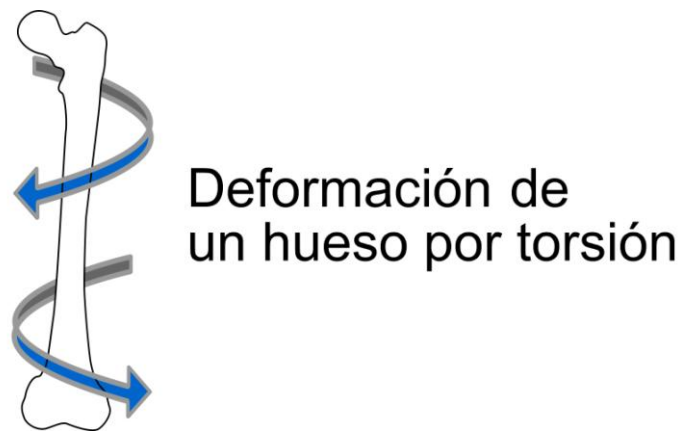


Fig. 8. Comportamiento del hueso bajo carga en torsión.

2.2.6. Carga combinada

Aunque cada modo de carga se ha considerado separadamente, el hueso vivo es rara vez cargado de una única forma, Fig. 9. La carga de un hueso in vivo es compleja por dos razones principales: los huesos están constantemente sometidos a cargas múltiples indeterminadas y su estructura geométrica es irregular.

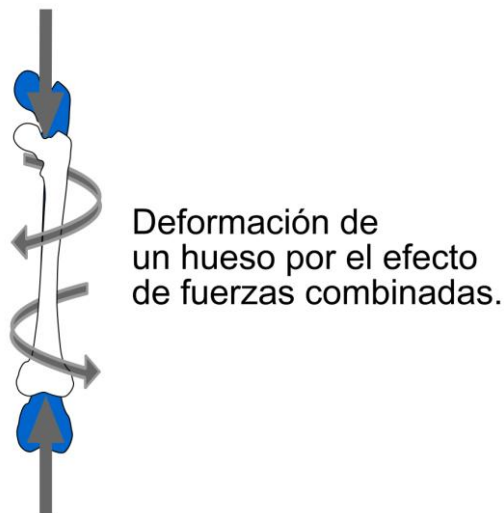


Fig. 9. Comportamiento del hueso bajo cargas combinadas

La medición in vivo de las deformaciones sobre la superficie anteromedial de una tibia humana adulta durante la marcha y el trote demuestra la complejidad de los patrones de carga durante las actividades fisiológicas comunes.

2.3. Comportamiento a fatiga

Las fracturas óseas se pueden producir por una única carga que exceda la fuerza última del hueso o por las aplicaciones repetidas de una carga de una magnitud inferior. Una fractura causada por la aplicación repetida de una carga se llama fractura de fatiga y es típicamente producida por pocas repeticiones de una carga alta o por muchas repeticiones de una carga relativamente normal.

La interacción de la carga y la repetición para cualquier material puede ser esquematizada sobre una curva de Wöhler de comportamiento a fatiga Fig. 1. Para algunos materiales la curva de fatiga es asintótica, indicando que si la carga se mantiene por debajo de un cierto nivel, teóricamente el material permanece intacto sin que importe el número de repeticiones.

Cuando el hueso se somete a cargas bajas repetitivas, puede sufrir microfracturas. La medición del hueso *in vitro* también revela que el hueso se fatiga rápidamente cuando la carga o la deformación alcanza su fuerza de elasticidad; esto es, el número de repeticiones requeridas para producir una fractura disminuye rápidamente. En la carga repetitiva del hueso vivo, el proceso de fatiga es afectado no solo por la cantidad de carga y el número de repeticiones sino también por el número de aplicaciones de la carga dentro de un tiempo dado (frecuencia de la carga). Debido a que el hueso vivo se autorrepara, una fractura de fatiga se produce sólo cuando el proceso de remodelación es superado por el proceso de fatiga, esto es, cuando la carga es tan frecuente que evita la remodelación necesaria para prevenir el colapso. Las fracturas de fatiga se producen normalmente durante la actividad física vigorosa

continua, que causa que los músculos se fatiguen y reduzcan su habilidad de contracción. Como resultado, son menos capaces de almacenar energía y así neutralizar las solicitaciones impuestas sobre el hueso. La alteración resultante en la distribución de la sollicitación en el hueso desencadena la imposición de cargas anormalmente altas, y se produce una acumulación del daño por fatiga que puede llevar a la fractura. El hueso puede fallar sobre el lado en tensión, sobre el lado en compresión, o sobre ambos lados. El fallo sobre el lado en tensión da lugar a una grieta transversa, y el hueso evoluciona rápidamente hacia una fractura completa. Las fracturas de fatiga sobre el lado compresivo parecen producirse más lentamente; la remodelación es más difícilmente superada por el proceso de fatiga y el hueso puede no evolucionar hacia una fractura completa (Frankel, V. H., 2004).

2.4. Influencia de la actividad muscular sobre la distribución de la sollicitación en el hueso

Cuando el hueso se carga in vivo, la contracción de los músculos altera la distribución de la sollicitación en el hueso. Esta contracción muscular disminuye o elimina la sollicitación de tracción sobre el hueso produciendo sollicitación compresiva que la neutraliza parcial o totalmente.

Esto queda ilustrado en una tibia sometida a flexión de tres puntos, Fig. 10. Representa la pierna de un esquiador que se está cayendo hacia delante, sometiendo a la tibia a un momento de flexión. La alta sollicitación en tracción se produce sobre la cara posterior de la tibia, y se producen sollicitaciones compresivas en la cara anterior.

La contracción del músculo tríceps sural produce gran sollicitación compresiva sobre la cara posterior, neutralizando la gran sollicitación en tracción, y por lo tanto, protegiendo a la tibia del colapso en tensión. Esta contracción muscular puede dar lugar a sollicitaciones compresivas más altas sobre la superficie anterior de la tibia y

así proteger al hueso del colapso. El hueso adulto puede soportar normalmente esta sollicitación, pero el hueso inmaduro, que es más débil, puede colapsarse en compresión (Frankel, V. H., 2004).

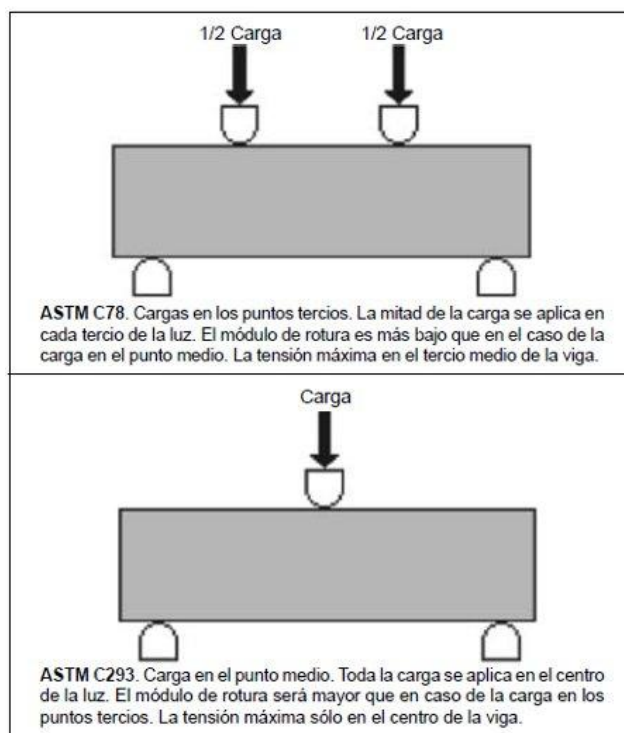


Fig. 10. Ensayos en flexión a 3 y 4 puntos según la norma ASTM.

2.5. Lesiones óseas

Clínicamente, las fracturas más comunes por compresión, Fig. 4, tienen lugar en las vértebras, que están sometidas a intensas cargas compresivas. En una articulación, la carga compresiva hasta el colapso se puede producir por una contracción anormalmente fuerte de los músculos anexos. Estas fracturas se ven a menudo en edades avanzadas con el tejido óseo osteoporótico. En la Fig. 11 (Rabanaque, G., 2000) se observa la relación entre la masa ósea y la edad de hombres y de mujeres. Se observa una clara diferencia en cuanto a la cantidad de masa ósea entre hombres y mujeres. Entre los hombre ésta aumenta, al igual que en las mujeres, hasta los 30

años cuando se estabiliza. Sin embargo, se observa cómo en ambos sexos la pérdida de masa ósea comienza a partir de los 40 años, es progresiva para los hombres, y supone una gran pérdida entre los 45 y los 55 años para las mujeres, coincidiendo con la menopausia.

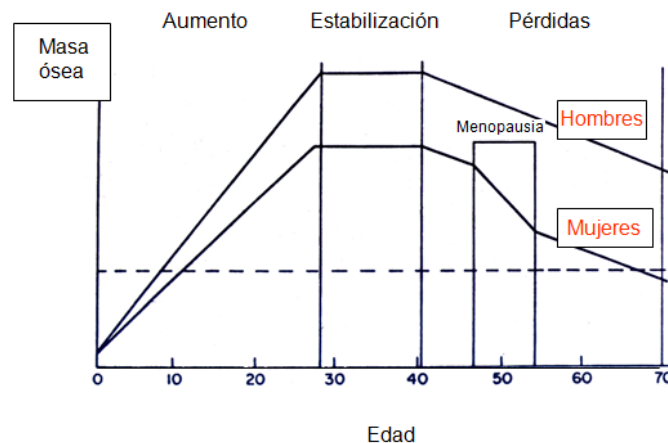


Fig. 11. Relación entre la edad y la pérdida de masa, (Rabanaque, G., 2000)

Ahora bien, analizando la incidencia de fracturas de cadera, Fig. 12, a lo largo de la vida en hombres y en mujeres se observa cómo la incidencia es similar hasta aproximadamente los 55 años, a partir de los cuales las mujeres toman un gran protagonismo en esta patología, coincidiendo con la época de mayor pérdida de masa ósea debido a la menopausia.

Por lo tanto, se llega a la conclusión de que la pérdida de masa ósea de las mujeres es mayor que la de los hombres a partir de los 45 años, provocando en los años futuros mayor incidencia de fracturas y problemas óseos en caderas, y otros complejos articulares y óseos del cuerpo.

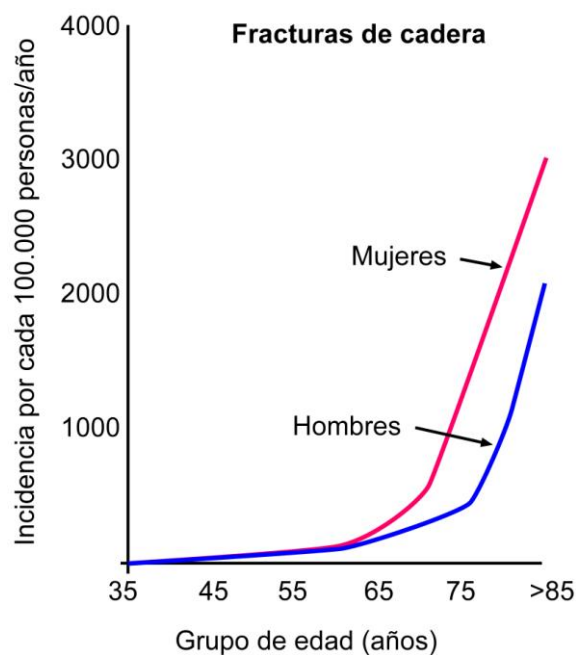


Fig. 12. Incidencia de fracturas de cadera en función de la edad.

3 Estimulación de la regeneración ósea

Los estudios en animales utilizando ratones y ratas han demostrado que la carga articular puede estimular la formación de hueso, acelerar la cicatrización y facilitar el alargamiento de huesos largos (Hui B. Sun et al.; 2011).

Existe una correlación positiva entre la masa ósea y el peso del cuerpo (Wolf, 1982). Un peso corporal mayor se ha asociado con una masa ósea más grande. De manera contraria, una alteración prolongada de ingravidez (astronautas pierden calcio rápidamente, y consecuente pérdida de hueso), da como resultado una disminución de la masa ósea en los huesos de soporte de peso (Rambaut y Johnston, 1979; Whedon 1984).

El reposo en cama induce una disminución de la masa ósea de aproximadamente un 1% por semana (Jenkins y Cochran, 1969; Krolner y Tolf, 1983). En la inmovilización total o parcial, el hueso no está sometido a las sollicitaciones mecánicas comunes, lo

que conduce a la reabsorción del hueso perióstico y subperióstico y a una disminución de las propiedades mecánicas del hueso.

La carga articular puede aumentar la formación de hueso en toda la longitud de los huesos largos. Cargas en el miembro inferior, por ejemplo cargas de tracción o compresión, son capaces de elevar la tasa de formación de nuevo hueso en la tibia y la formación de hueso fémur. Se observó formación de hueso no solo cerca de la rodilla, sino también en el fémur proximal y en la tibia distal. También fue capaz de acelerar la cicatrización de las heridas óseas. En este estudio de la curación en el que se crearon agujeros quirúrgicos en el eje cortical de la tibia y el fémur, la carga articular ha demostrado aumentar la tasa de cierre de estos. El análisis histológico reveló que el número de células en la placa de crecimiento de la tibia proximal en la rodilla de carga aumentó y su forma celular se alteró (Hui B. Sun et al.; 2011).

El hueso tiene la habilidad de remodelarse, alterando su tamaño, forma y estructura, para afrontar las demandas mecánicas que le son impuestas. Este fenómeno, por el que el hueso gana o pierde hueso esponjoso cortical, en respuesta al nivel de sollicitación mantenida, se resume por la ley de Wolf (Wolf, 1982), que establece que la remodelación del hueso está influenciada y modulada por las sollicitaciones mecánicas.

3.1. Etapas de la remodelación ósea

3.1.1. Fase de reposo

Cuando el hueso está en reposo. Los factores que inician el proceso de remodelación son desconocidos.

3.1.2. Fase de activación

El primer fenómeno que ocurre es la activación de la superficie del hueso antes de la resorción, a través de las células de revestimiento del hueso y la digestión de la membrana endostial por la acción de la colagenasa. Una vez expuesta, la superficie mineralizada atrae a los osteoclastos circulantes procedentes de los vasos cercanos.

3.1.3. Fase de resorción

Los osteoclastos comienzan a disolver la matriz mineralizada y a descomponer la matriz osteoide. Este proceso es completado por los macrófagos y permite la liberación de los factores de crecimiento contenidos dentro de la matriz.

3.1.4. Fase de formación

Simultáneamente en las áreas reabsorbidas, se producen los fenómenos de agrupación de los preosteoblastos, que sintetizan una sustancia cementante sobre la que está unido el tejido nuevo. Unos días más tarde, los osteoblastos ya diferenciados sintetizan el material osteoide que llena las áreas perforadas.

3.1.5. Fase de mineralización

La mineralización comienza 30 días después de la deposición del osteoide, terminando a los 90 días en el hueso trabecular y a los 130 días en el hueso cortical. La fase de reposo comienza de nuevo (Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil I, Alobera Gracia MA, del Canto Pingarrón M, Blanco Jerez L; 2006).

3.2. Estimulación mecánica

La actividad física es esencial para el correcto desarrollo del hueso. La acción muscular transmite tensión al hueso, detectada por la red de osteofitos dentro del

líquido óseo. Estos osteocitos producen reguladores, que estimulan tanto la actividad de los osteoblastos como el aumento de la formación ósea. Por otra parte, la ausencia de la actividad muscular tiene un efecto adverso sobre el hueso, la aceleración de la resorción (Morey ER, Baylink JJ; 1978). Sin embargo, también puede producirse el efecto contrario cuando se somete al cuerpo a mucha actividad, como es el caso de la enfermedad de Osgood Schaltter. Esta patología se produce por una tensión repetitiva del músculo cuádriceps sobre la tuberosidad tibial, más frecuentemente producida en jóvenes y adolescentes deportistas. Debido a la tensión, se forma un centro de osificación secundario, a partir del cual nuevo hueso empieza a ser sintetizado, llegando a producir una posible avulsión de la tuberosidad tibial (P.A Gholvea et al; 2007).

La estimulación externa inducida directamente sobre el hueso o tratamiento para estimular su regeneración, que es el objetivo de este trabajo, será desallorado en el apartado *“Propuestas de tratamiento”*.

4 Estudio experimental del comportamiento óseo

Como complemento a las propuestas de tratamiento se han realizado una pequeña serie de ensayos mecánicos de laboratorio en el Laboratorio de la División de Ciencia e Ingeniería de los Materiales de la Universidad de Cantabria. Se ha aprovechado ciertos resultados del proyecto de investigación “Ingeniería al servicio de la medicina” para completar este trabajo. Este estudio permite conocer cómo es el comportamiento mecánico del tejido óseo y confirmar que existe regeneración motivada por la deformación del mismo. Así, cuando realicemos un tratamiento de entrenamiento o recuperación deberemos fijar los parámetros en base a la deformación de los huesos.

La Fig. 13 Muestra un ensayo a flexión en tres puntos de un fémur de ratón. La distancia entre los apoyos inferiores ha sido de 15 mm y la aplicación de la carga se ha realizado mediante un vástago central a una velocidad constante. Se ha utilizado una máquina dinámica universal Servosis (ME-405-1).

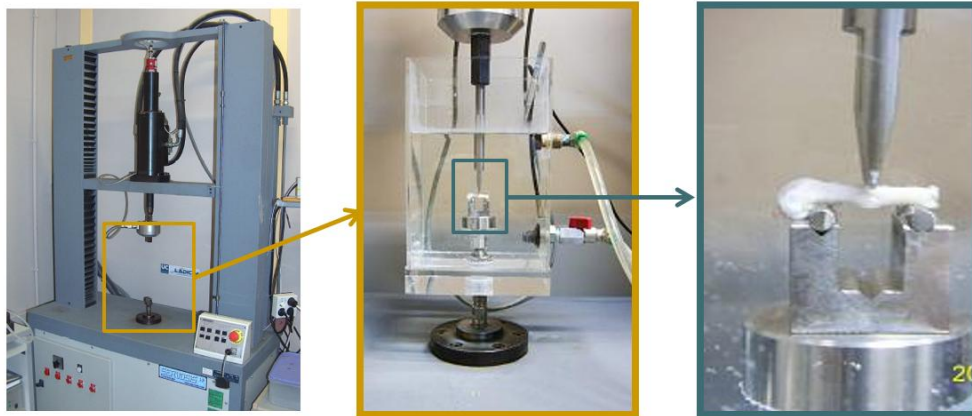


Fig. 13. Secuencia de un ensayo de flexión en tres puntos de un fémur de ratón.

El resultado del ensayo anterior se muestra en la Fig. 14. En la misma puede observarse un cierto comportamiento elástico lineal, hasta aproximadamente un desplazamiento de 0.1 mm correspondiente a una fuerza de 5 N, punto a partir del cual el comportamiento pasa a ser plástico. Esta segunda región de comportamiento es crítica porque es dónde las deformaciones pasan a ser permanentes. Si se sigue aumentando la carga, se alcanza un valor máximo de carga que corresponde con unos 2,5 MPa de tensión y la rotura del hueso. Téngase en cuenta que para obtener la tensión aplicada es necesario conocer el área o sección resistente del hueso, para ello se ha utilizado un microscópio óptico de la marca Carl-Zeiss.

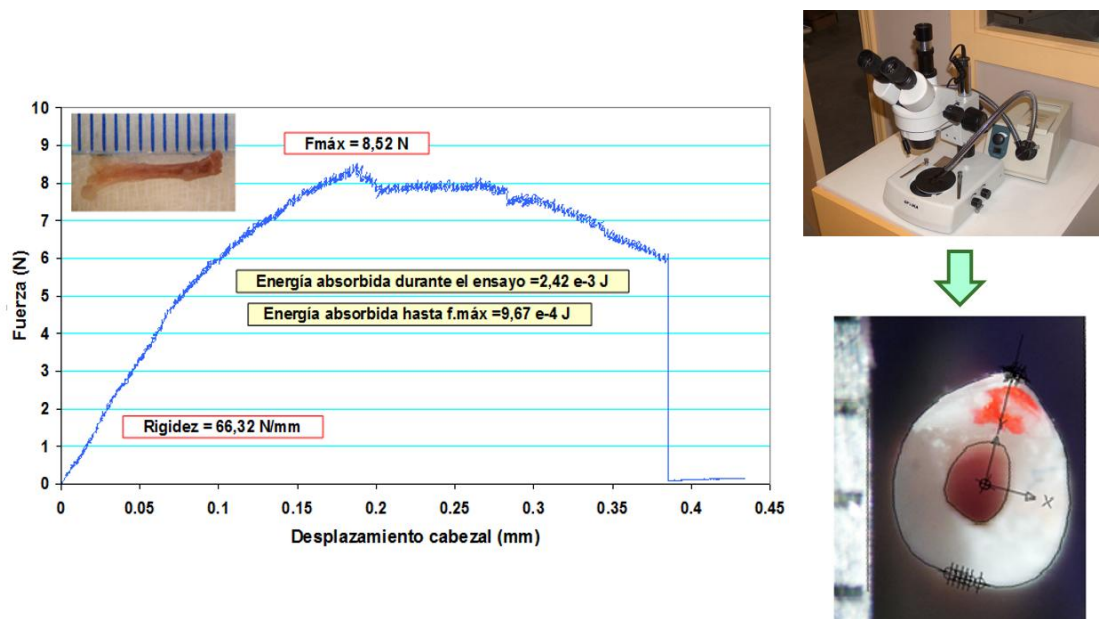


Fig. 14. Diagrama de fuerza-desplazamiento del ensayo a tres puntos.

Con estos ensayos se confirma que el comportamiento mecánico del hueso presenta dos tramos bien diferenciados: elástico y plástico. En cualquier caso, cuando se pretenda favorecer la regeneración ósea mediante deformaciones, en ningún caso deberá sobrepasarse el límite elástico lineal o punto a partir del cual el comportamiento tenso-deformacional deja de ser un tramo recto.

Se ha podido comprobar, además, que el límite elástico-lineal de comportamiento en los tejidos óseos de ratones (similares a los humanos) se encuentra cerca del 50% de la resistencia máxima del hueso. Por ello, conocidas las características del hueso que se pretende tratar, mediante algún tipo de prueba como por ejemplo el cálculo de la masa ósea, podrán estimarse las cargas máximas admisibles en un tratamiento fisioterapéutico.

5 Propuestas de tratamiento

Los estudios existentes apoyan el papel beneficioso de las cargas mecánicas sobre los huesos (Hui B. Sun, Luis Cardoso, Hiroki Yokota; 2011). Con respecto a la remodelación y/o regeneración, desde aquí se ofrecen algunos métodos.

Se distinguirán entre los tratamientos destinados al fortalecimiento de los huesos (entrenamiento de prevención) y a los tratamientos destinados a la regeneración ósea tras inmovilizaciones debidas a fracturas.

Supongamos una inmovilización por fractura durante un periodo importante de tiempo (mayor a 2 semanas: 2% masa ósea) de la diáfisis de la tibia de la pierna derecha. Para realizar una estimulación mecánica sobre el hueso, se debe utilizar la biomecánica de éste para aplicar alguna modalidad mecánica: tracción, compresión, flexión, etc. Por ejemplo, utilizaremos una carga compresiva, Fig. 15, bloqueando los dos extremos del hueso; un bloqueo superior realizado por el propio cuerpo, y un bloqueo inferior, realizado por el fisioterapeuta, desde donde se va a imprimir la fuerza compresiva hacia arriba.



Fig. 15. Propuesta de trabajo sobre la tibia mediante una estimulación mecánica con carga compresiva en supino.

De igual modo, se puede realizar este mismo trabajo con la rodilla flexionada, Fig. 16, de manera que la fuerza aplicada no se transmita hacia el fémur, y la carga quede únicamente en la tibia. El fisioterapeuta coloca una mano encima de la rodilla y la otra en la planta del pie para imprimir una fuerza hacia arriba comprimiendo la tibia.



Fig. 16. Propuesta de trabajo sobre la tibia mediante una estimulación mecánica con carga compresiva en sedestación.

En este caso, la fuerza para provocar la estimulación tras una fractura deberá ser notablemente menor que la del propio peso del paciente. Una vez regenerado y entrenado el hueso, el tratamiento de compresión podría realizarse aprovechando el peso del cuerpo.

Ahora, el tipo de carga mecánica se aplica mediante flexión de tres puntos, Fig. 17. De esta forma se imprime una fuerza superior hacia inferior en la tibia, con los extremos proximal y distal fijados por la camilla, de modo que la flexión la realizaremos en la diáfisis de la tibia.



Fig. 17. Propuesta de trabajo sobre la tibia mediante un modelo de carga en flexión de tres puntos en supino.

Sin embargo, los huesos raramente sufren la carga de una única forma, por lo que sería muy interesante intentar realizar esta estimulación mecánica mediante cargas combinadas, pues es lo más parecido a las que van a soportar durante su día a día. En la Fig. 18 se muestra un ejemplo de carga combinada sobre la tibia, mediante una fuerza compresiva y otra de flexión.

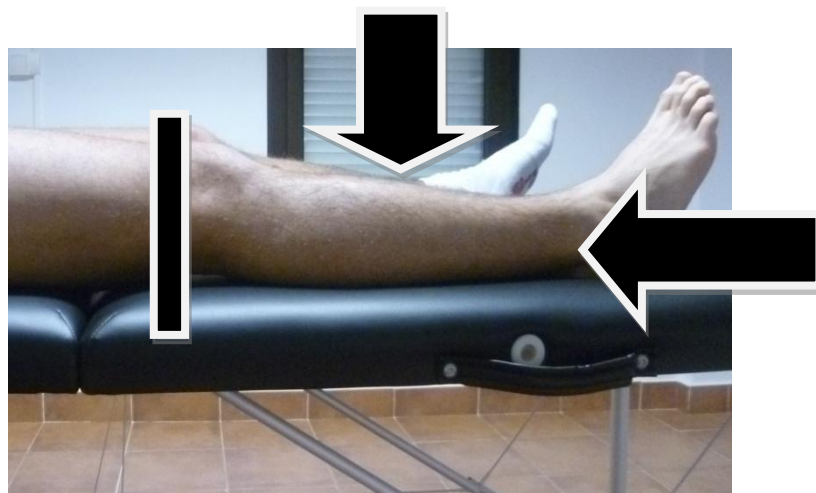


Fig. 18. Propuesta de trabajo sobre la tibia mediante un modelo de carga combinada en supino.

En el caso de los huesos que han sufrido fracturas, se propone el análisis de las radiografías con el fin de confirmar si el hueso es sano o no. En este sentido se habrán de proponer unos valores de carga máxima a aplicar. Por ejemplo, en el caso de una regeneración de tibia sana, se desaconsejará aplicar fuerzas por encima del 25% del peso de la persona. Este valor conservador, se obtiene de dividir el peso del cuerpo entre 2, si se reparte equitativamente entre las dos piernas, y la mitad del límite a fatiga que suele situarse en todos los materiales en torno al 50% de la resistencia a compresión. Por ejemplo, si el peso del paciente es de 75 kg, la mitad de este valor será la carga de trabajo habitual de cada una de las piernas (32,5 kg) y la mitad de este valor (16,25 kg) es el que garantiza que el entrenamiento de un número importante de ciclos no va a provocar ninguna lesión y sí va a provocar la regeneración ósea. Esto queda plasmado en la siguiente fórmula, siendo R_m la resistencia máxima a la que puede ser sometido el hueso:

$$R_m = 50\% P/2 \rightarrow R_m = P/4$$

$$R_m = 75 \text{ Kg}/4 = 18,75 \text{ kg}$$

Por otro lado, en el caso de tibias que presenten osteoporosis, deberán reducirse aún más estos valores en función del porcentaje de pérdida de masa ósea y la edad. Así, por ejemplo, para pacientes con una masa ósea de un 60% y 75 años, la resistencia del hueso se reduce en un 40% (Gonzalez, G., 1999) por lo que habrá que aplicar este nuevo porcentaje a la carga máxima que se debe aplicar al hueso en este tipo de entrenamientos.

6 Conclusiones

El tejido óseo es susceptible de sufrir lesiones, sin embargo, en el tratamiento realizado para una fractura o una fisura no se realiza ningún tipo de terapia manual, como bien se realiza en cualquier otro tipo de patología músculo-esquelética del cuerpo humano. Los huesos están formados por tejido orgánico, que se renueva continuamente en el organismo durante toda nuestra vida, durante la cual nuestros huesos van perdiendo sus cualidades, disminuyendo su masa, lo que hace que se produzca un mayor porcentaje de lesiones óseas de la quinta década de la vida en adelante, sin traumatismos desencadenantes.

Por otra parte, si la estimulación provoca la regeneración del hueso una aplicación de mucho interés podría ser la prevención. Muy comunes, son las fracturas en deportistas de élite, como por el ejemplo, en el caso de los futbolistas, siendo las más frecuentes las de tibia y peroné en la pierna, y de metatarsianos y falanges en los pies. Independientemente de si la fractura se ha producido por un traumatismo o por estrés, la información que se obtiene de la lesión, es que el hueso está débil, o no tan fuerte como debería. Por esta razón se propone un entrenamiento de los huesos en deportistas con el fin de aumentar su masa ósea, haciéndoles más resistentes y sanos contra los traumatismos, y el estrés del esfuerzo producido en entrenamientos y partidos.

Los estímulos mecánicos en los huesos provocan cambios en su estructura, acelerando la regeneración de huesos tras la cicatrización de lesiones, e incluso aumentando el nivel de masa ósea en huesos sanos mediante el entrenamiento. Cada hueso tiene unas características mecánicas diferentes, gracias a la cuales puede soportar un determinado número de cargas mecánicas en su día a día.

De los resultados de la presenta investigación, se deduce que el trabajo en el hueso mediante cargas mecánicas no solo ayuda a fortalecer el sistema óseo, sino también a plantear técnicas manuales de tratamiento como método de prevención de las fracturas. No obstante, hay que recordar que el sobreesfuerzo puede dañar al hueso, obteniendo el resultado contrario al que buscamos. En este sentido, se propone, especialmente en el caso de los huesos que han sufrido fracturas, el análisis de su masa ósea y edad para conocer los valores máximos de fuerza a aplicar.

Bibliografía

Angulo Carrere, M.T., Dobao Álvarez, C.; Biomecánica clínica: Biomecánica del hueso; Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología) Serie Biomecánica clínica. 2 (3): 32-48, 2010.

Dengel D, Harig H. Estimation of the fatigue limit by progressively-increasing load tests. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures* 1980;3(2):113-28.

Falcó, Ricardo, El ejercicio en la adolescencia ofrece una mayor protección ósea a largo plazo; *Revista Alto Rendimiento*, Vol. 4, Nº. 19, 2005, Pág. 13-14 ISSN. 1695-7652, Editorial Alto Rendimiento

Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil I, Alobera Gracia MA, del Canto Pingarrón M, Blanco Jerez L. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 11:47-51; 2006.

Frankel, V. H.; Nordin, M.; Biomecánica básica del sistema musculoesquelético; McGraw Hill, 2004.

García Porrero, Juan A.; Hurlé, Juan M.; Atlas de Anatomía Humana; McGraw-Hill Interamericana: 27-31, 2005.

Gonzalez, G; Fisiopatología de la osteoporosis; Boletín de la Escuela de Medicina Universidad Pontificia Católica de Chile, Vol. 28, No. 1-2, 1999.

Hui B. Sun, Luis Cardoso, Hiroki Yokota; "Mechanical Intervention for Maintenance of Cartilage and Bone"; Clin Med Insights Arthritis Musculoskeletal Disorders; 4: 65-70: 2011.

Martínez H., David; Ortiz P., Armando; Pinzón A., Ricardo Arturo; Agustín E. Bravo B., Determinación del comportamiento mecánico del hueso esponjoso de origen bovino, MEMORIAS DEL XIII CONGRESO INTERNACIONAL ANUAL DE LA SOMIM, 2006. Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica, A.C. pp. 505-510.

Morey ER, Baylink JJ. Inhibition of bone formation during space flight. Science 1978;19:172-6.]

Peter Augat, Thomas Link, Thomas F. Lang, John C. Lin, Sharmila Majumdar, Harry K. Genant, Anisotropy of the elastic modulus of trabecular bone specimens from different anatomical locations, Medical Engineering & Physics, Volume 20, Issue 2, March 1998, Pages 124-131

Proubasta, I., Planell, J. A., Gil. F. X., Lacroix, D., Ginebra, M P., 2000. Curso de Biomecánica C.D. Ed. Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica de la Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona.

Purushottam A. Gholvea, David M. Schera, Saurabh Khakhariaa, Rabanaque Mallén G, A García-Testal, M I Plá Torres, Osteoporosis en Atención Primaria: realidades y espejismos, Medicina Integral, Vol. 36. Núm. 01. Junio 2000.

Rambaut y Johnston, 1979; Whedon 1984. J. Med. Sci. 2001 Jan 170(1), pp 58-62.

Roger F. Widmanna, and Daniel W. Greena; Osgood Schlatter syndrome; Division of Pediatric Orthopaedic Surgery, Hospital for Special Surgery, New York, USA and bWeill Medical College of Cornell University, New York, USA; 19:44–50; 2007.

Volkman, J.: "Zur chirurgischen Anatomie der Milzgefäße". Zentr. Chir. 30: 436-438, 1923.